

**Untersuchungen verschiedener
zahnärztlich gebräuchlicher Kunststoffe
hinsichtlich der Veränderung ihrer
Eigenschaften nach der Polymerisation
unter Überdruck**

Andreas Heib

1961



Digitized by the Internet Archive
in 2026

AUS DER PROTHETISCHEN ABTEILUNG

Vorstand: Professor Dr. H. van Thiel

DER KLINIK FÜR ZAHN-, MUND-, UND KIEFERKRANKHEITEN

Direktor: Professor Dr. Dr. J. Heiss

**Untersuchungen verschiedener
zahnärztlich gebräuchlicher Kunststoffe
hinsichtlich der Veränderung ihrer
Eigenschaften nach der Polymerisation
unter Überdruck**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Andreas Heib

aus Alt-Werbass / Jugoslawien

München 1961

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Referent: Professor Dr. H. v. THIEL
Dekan: Professor Dr. Dr. H. EYER

Tag der mündlichen Prüfung: 7.3.1961



MEINEN LIEBEN ELTERN

IN DANKBARKEIT

INHALTSVERZEICHNIS

A) Allgemeiner Teil

B) Spezieller Teil

1. Der Druckpolymerisationskessel nach Roos
2. Verarbeitete Materialien
3. Härteprüfung
4. Quellversuche
5. Materialschwund
6. Passgenauigkeitsprüfung

C) Zusammenfassung

D) Literaturverzeichnis

E) Lebenslauf

A) ALLGEMEINER TEIL

Die Erfindung des Plexiglates 1928 durch W. Bauer kann als Ausgangspunkt aller auf der Methacrylbasis aufgebauten dentalen Kunststoffe aufgefasst werden.

Das Kulzerpatent brachte 1936 den grossen Vorteil der leichten Verarbeitung. Ein Arbeitsverfahren das dem damaligen Kautschukverfahren sehr ähnlich war.

Durch das bereits vopolymerisierte Pulver, das mit der monomeren Flüssigkeit im Verhältnis 3 : 1 angerührt wird, war der Volumenschwund weitgehend reduziert worden; damit fand diese Methode sehr rasch Einzug in die zahnärztliche Prothetik. Dem Verarbeiter wird aber kein chemisch ausgereiftes, fertiges Polymerisat ausgehändigt, nein er muss es erst schaffen. Daher stellten sich bald Mängel an diesem neuen Werkstoff heraus. Mängel dergestalt, dass das Material z. B. zu leicht Ermüdungserscheinungen zeigte. Man suchte daher nach anderen Stoffen, die für die zahnärztlichen Belange brauchbarer sein sollten. Die folgende Skizze gibt einen Überblick über beschrittene Wege:

Polystyrol
zu spröde
und
zu brüchig

Polyvinylchlorid
zu umständliche
Verarbeitung, leichte
Verfärbung

Poly-Methylmethacrylat

Polyamid

Nylon + Perlon
zu hohe H_2O Aufnahme
dadurch zu grosse Form-
veränderung

Bei der Analyse der Nachteile der Polymethylmethacrylate muss man zwei Gruppen voneinander unterscheiden:

1) Nachteilige Materialeigenschaften:

- a) Schwund des Kunststoffes bei der Polymerisation,
- b) leichte Ermüdbarkeit des Materials bei Dauerbelastung.

2) Fehler bei der Verarbeitung:

Poren-, Blasen- und Lunkerbildung

Spannungen im Material

- a) Ungenauigkeit bezüglich der Form,
- b) veränderte Farbbeständigkeit,
- c) Schleimhautirritationen durch zu hohes Restmonomer,
- d) Verformung durch Lagerung,
- e) Schwankungen der Festigkeitswerte,
- f) Spannungsrisse nach der Verarbeitung.

Die Blasen- und Lunkerbildung kann verschiedene Ursachen haben. H. Uhlig (25) unterscheidet zwischen:

- 1) Verdampfungsporen,
- 2) Siedeblasen und
- 3) Schwundvakuolen oder Lunker.

- zu 1. Sie haben eingeschlossene, gelöste oder mechanisch zugeführte Luft als Ursache.
- zu 2. Sie entstehen dadurch, dass die Monomer-Siedetemperatur erreicht ist, während der Kunststoffteig noch weich ist.
- zu 3. Sie sind Folgen einer Eigenschaft des Kunststoffes.

E. Kraft (12) führt in einem Schaubild von Uhlig diese Fehlbildungen an und zeigt zugleich, mit Hilfe welcher Gegenmassnahmen man derartige Gefügefehler vermeiden kann.

Die hohen Anforderungen, die gerade von der zahnärztlichen Prothetik her an den Werkstoff gestellt werden, waren es, die bis heute am Polymethylmethacrylat festhalten liessen. Wollte man einen Fortschritt erzielen, waren nur zwei Wege möglich:

- 1) Ein grundsätzlich anderes, besseres Material.
(Bisher erfolglos; siehe nachstehendes Übersichtsbild)
- 2) Festhalten am bisherigen Material, aber Wertsteigerung durch Verbesserung
 - a) durch Zusatzstoffe z. B. als Vernetzungssubstanz bis zu 20 % Glycol-dimethacrylat,
 - b) der Arbeitsverfahren.
Als solche sind bekannt:
 1. Gesteuerte Polymerisation mit gedrosselter Abkühlung,
 2. Langzeitpolymerisation,
 3. Langzeittiefemperatur - Polymerisation,
 4. Verwendung von Federbügeln und -kapseln,
 5. Verwendung von Nachpressgeräten,
 6. Verwendung von Einspritzgeräten und komb. von 4. und 5.,
 7. Trockenpolymerisation und sog. Vergütung,
 8. Polymerisation unter Überdruck,

Gesteuerte Polymerisation und Langzeitpolymerisation mit gedrosselter Abkühlung:

Die ursprüngliche Art der Polymerisation bestand darin, dass man die eingespannte Kuvette in kochendes Wasser stellte oder kaltes Wasser zum kochen brachte, 35 Minuten kochen liess, mit kaltem Wasser abschreckte und dann weiterarbeiten konnte. Das Ergebnis eines derartigen Vorgehens waren all' die Fehler, die zuvor von mir auf Seite 8 angeführt wurden.

Darüber hinaus steht das Molekulargewicht in Abhängigkeit zur Polymerisationstemperatur und Zeit. Je höher die Temperatur, um so kürzer die Ketten, umso niedriger das Molekulargewicht (19).

Nachdem bekannt wurde, dass die Polymerisation bei 85° anspringt und dass der Kunststoff bereits 10 Minuten nach Beginn des Kochens hart wird, ging man dazu über, durch eine schonende Wärmezuführung die Polymerisationsvorgänge zu steuern.

Ich greife aus der Vielzahl der in der Literatur angegebenen Daten hier einige beispielgebend heraus:

Arbeitsverfahren	vertreten durch
Kuvette in kaltes Wasser stellen bis 70° langsam aufheizen, 30 - 90 Min. verhalten bei 70° dann auspolymerisieren bei 100° .	mit kleinen Abweichungen E. Limley (14) Janke, G. (8) amerik. Angab. nach Bauer (1) Verarbeitungsvorschr. der Fabrikate: Kalegon, Optodont, Paladon, Skeletta Propal, SR.
Bei 55° 1 1/2 Stunden verharren dann 60 Minuten kochen.	H. K. Schmitt (22)
in 30 Min. auf 70° - 30 Min. bei 70° in 30 Min. auf 80° - 30 Min. bei 80° in 30 Min. auf 90° - 30 Min. bei 90°	R. Rehák (16)
Kuvette in kaltes Wasser stellen innerhalb 30 Min. auf 100° , dann 30 - 60 Min. kochen	Verarbeitungsvorschrift der Fabrikate Piacryl und Stellan

Die Langzeit - Tief - Polymerisation (LTP):

W. Bauer (1) hebt hervor, dass nur durch den Polymerisationsvorgang beim Kunststoff sein bestmöglichstes Gefüge entstehen kann. Die von der Firma gelieferten Kunststoffe besitzen nach dem gleichen Autor ein Molekulargewicht von 50 000 - 100 000 (um eine Verarbeitung zu ermöglichen). Nach einer hochwertigen Verarbeitung aber liegt beim fertigen Kunststoff ein Molekulargewicht von etwa 1 000 000 vor.

Um ein Maximum an Wertigkeit aus dem Kunststoff herauszuholen fordert W. Bauer (1) eine Polymerisation bei $40 - 50^{\circ}$ etwa 16 Stunden lang, danach $100 - 120^{\circ}$ für 1 - 2 Stunden.

Als Vorteil wird angegeben:

- 1) geringe Spannung
- 2) grösste mechanische Eigenschaften G. Rink (20) und H. J. Rehberg (18) bestätigen dies indirekt dadurch, dass sie feststellen, dass Blasenbildungen weitgehend verschwinden. W. Krause (13) hingegen weist darauf hin, dass diese Vorteile theoretisch zwar nachweisbar sind, praktisch spielen sie jedoch wegen der Geringfügigkeit keine Rolle. Die Festigkeitswerte erhöhen sich nicht proportional zu dem steigenden Molekulargewicht, sie liegen nur geringgradig höher. Auch K. M. Hartlmaier (6) vertritt diese Meinung.
- 3) grosse Passgenauigkeit. Wird bestätigt von G. Janke (8).
- 4) geringes Restmonomer und daher Vermeidung path. Schleimhautveränderungen. B. Gayken (5), H. J. Rehberg (19). Wenn man von Polymerisation spricht, so hat man darunter die Kettenbildung zu verstehen, die beliebig lang sein kann (theoretisch so lang, bis kein freies Monomer mehr vorhanden ist). Praktisch wird aber - durch äussere Einflüsse meist - der Polymerisationsvorgang gestoppt oder abgebremst mit dem Resultat, dass Monomer frei zurückbleibt. Dass dadurch nicht die chemisch-physikalischen Werte des Produktes steigen ist Tatsache. A. Hennicke und DGR. Findeisen (7) weisen z. B. auf allergische Erscheinungen hin, die bei gleichem Material aber veränderter - verbesserter Verarbeitung restlos verschwanden. Auch M. Spreng (23) erwähnt die Frage des Restmonomeren in seinem umfassenden Werk "Allergie und Zahnheilkunde". Allerdings wird von ihm betont, dass es sehr schwer ist festzustellen, welche der verschiedensten Ursachen tatsächlich allergische Reaktionen ausgelöst hat. Dass es aber das Restmonomer sein kann, wird nicht in Abrede gestellt.

Die aus der Zeit der Kautschukverarbeitung stammende Presstechnik wird dem Kunststoff nicht gerecht. In der Literatur ist man sich allgemein einig darüber, dass der Kunststoff langsam, dosiert gepresst werden muss, man muss ihm Zeit zum fließen lassen und man sollte die gestopfte Kuvette längere Zeit unter der Presse stehen lassen. H. J. Rehberg (18). Darüber hinaus wird ein konstanter Pressdruck gefordert E. Limley (14) z. B. 550 kg. Er empfiehlt eine Federpresse in Kombination mit einem Federbügel.

Aber die Press- und Federbügelkonstruktionen haben dort ihre Grenzen, wo der Pressdruck vom Kuvettenrand abgefangen wird oder wo die Deformation des Gipses beginnt.

Nach Untersuchungen von G. Janke (9) sind die Fehler, die durch die Gipsdeformation entstehen, grösser als die materialgebundene Polymerisationsschrumpfung oder die Schrumpfung durch ungenlenkte Abkühlung.

Um derartige Fehler einerseits und Bisserrhöhungen andererseits auszuschalten und trotzdem den zu polymerisierenden Kunststoff unter "Druck" zu setzen (Vermeidung von Verdampfungsporen und Siedebblasen) entstanden eine Vielzahl

von Nachpressgeräten. Sie seien hier - soweit sie aus der Literatur bekannt sind - Uhlig (24), G. Janke (10), G. Janke (9), H. Busser (2) - der Übersicht halber angeführt:

Kompensator nach Busser
 Pryors Injektor
 Impressgerät nach Dr. Janke
 Poly - Press - Gerät
 Pressodent - Gerät nach Petzold
 Perfekta - Gerät nach Nolden
 Tri Injektorküvette nach Kersting
 Aeropress nach Kainer

Durch einen starken elastischen Druck wird erreicht, dass Siedeblasen, Schwundvakuolen und Lunkerbildungen weitgehend ausgeschieden werden, Bisserrhöhungen und Deformationen der Modelle wegfallen. Sie vermögen aber nicht das Verziehen der polymerisierten Werkstücke während der Abkühlung zu vermeiden. Auf diesen Umstand weist K. H. Hartlmaier (6) hin, wobei er eine Tabelle von A. Schröder, Basel zitiert, die diesen Umstand klar heraushebt.

Polymerisationsführung		Art der Prothesenbasis u. d. Materials	Passform
Normalküvette	10 Min. Presse innerh. 30 Min. bis 100 ^o , 30 Min. bei 100 ^o	Stellon mit Porzellanzähnen	Prothese steht 2 - 4 mm ab
Normalbügel	Versuch zweimal wiederholt mit gleichem Material		
Normalküvette	Versuch zweimal wiederholt mit gleichem Resultat	Stellon <u>ohne</u> Zähne	Prothese steht 2 - 4 mm ab
Normalbügel			
Einpressküvette nach Janke	innerh. 30 Min. auf 100 ^o , 30 Min. bei 100 ^o	Stellon mit Porzellanzähnen	Prothese steht 2 - 4 mm ab
Einpressküvette nach Janke	im Autoclav innerh. 120 Min. auf 120 ^o , 15 Min. bei 125 ^o	Stellon mit Porzellanzähnen	Prothese steht 2 - 4 mm ab

Polymerisationsführung		Art der Prothesen- basis u. d. Materials	Passform
Einpressküvette nach Janke	im Autoclav in- nerh. 120 Min. auf 125 ⁰ , 15 Min. bei 125 ⁰	Reines Stellon Mo- nomer (zum Gel vorpol. unter Zu- satz v. 20% Benz- oylperoxyd mit Porzellanzähnen	Prothese steht 2 - 4 mm ab
Einpressküvette nach Janke	6 Stunden bei 71 ⁰	Stellon mit Porzel- lanzähnen	Prothese steht 2 - 4 mm ab
Normalküvette Normalbügel	im Autoclav in- nerh. 120 Min. auf 180 ⁰ , 15 Min. bei 180 ⁰	Stellon mit Porzel- lanzähnen	steht ab, milchige Verfärbung, unge- nügende Isolierung
Normalküvette Normalbügel	"	"	keine Verfärbung mit Zinnfolie isoliert
Normalküvette Normalbügel	im Autoclav in- nerh. 120 Min. auf 195 ⁰ , 15 Min. bei 195 ⁰	"	"
Normalküvette Normalbügel	60 Min. unter der Presse, innerh. 30 Min. bis 100 ⁰ 30 Min. bei 100 ⁰	Mischpolymerisat	"
Einpressküvette nach Janke	Aushärtung ohne Wärme	Palatey Autopolym.	Tadelloser Sitz
	Die gleiche Pro- these nach noch- maliger Polymeri- sation im Wasserbad 30 Min. bei 100 ⁰		Tadelloser Sitz

Die Basis verzieht sich demzufolge immer dann, wenn mit Wärme polymerisiert wurde. Die Verwendung eines Nachpressgerätes hatte darauf keinen Einfluss.

Auf dieser Erkenntnis aufbauend schlägt daher F. Ratzow (15) vor, den bisherigen Arbeitsgang (Pressen - Polymerisieren) umzudrehen in Vorpressen - Polymerisieren und endgültiges Pressen = Verformen. Er behauptet, damit ein homogenes, spannungsfreies Material mit optimalen physikalischen und chemischen Eigenschaften zu erhalten.

Der Kunststoff besitzt die Eigenschaft, während der Polymerisation Wasser aufzunehmen. Da aber durch übermässige Wasseraufnahme die physikalischen Eigenschaften des Fertigproduktes herabgesetzt werden, hat man sich bemüht, diesen Vorgang abzubremesen.

Der schädliche Wasserdampf entstammt dem im Gips physikalisch gebundenen Wasser. Durch Zusatz von KCl zum Gips z. B. sollte der Siedepunkt des Wassers im Gips erhöht werden. Man versuchte es darüber hinaus durch die verschiedensten Isoliermittel, von denen das Wasserglas und das Kisol die bekanntesten gewesen sind. Am besten geschieht das Abdichten des Kunststoffes gegen schädlichen Wasserdampf aber durch die Zinnfolienisolierung (H. J. Rehberg (17), H. Uhlig (24)).

Damit ist das Problem aber noch nicht gelöst, im Gegenteil, es beginnt erst damit, da der Kunststoff seine Wasserfreudigkeit mit der Polymerisation nicht verloren hat. G. Janke (11) konnte nachweisen, dass der mit Zinnfolien isolierte Kunststoff während der späteren Wässerung - und das Tragen der Prothese in der Mundhöhle entspricht ja ähnlichen Gegebenheiten - eine starke Gewichts- und Volumenzunahme zur Folge hatte. Janke (11) sieht darin ein Hauptproblem in der Kunststoffverarbeitung.

Ein anderer Weg, den Wasserdampf fernzuhalten, ist der, das schädliche Wasser aus dem Gips vor der Polymerisation auszutreiben und den Kunststoff dann im Trockenschrank und nicht im Wasserbade zu polymerisieren. H. Freitag (4) setzt fertige Kunststoffarbeiten (gesockelte Prothesen oder Kunststoffbrücken) für eine Stunde einer konstanten Temperatur von 120°C aus. Er bezeichnet diese Nachbehandlung mit "Vergütung" und betont, dass er dadurch eine grössere Farbbeständigkeit, eine höhere Abriebfestigkeit und grössere Werte bei der Dauerbiegebelastung erziele, dass die Quellung vermieden bzw. vermindert werde und dass etwaiges Restmonomer beseitigt wird.

SPEZIELLER TEIL

Da keine bisher beschriebene Methode befriedigte und Gefügefehler mit Sicherheit ausschalten konnte, entwickelte H. Roos (21) 1952 ein Gerät, in dem die Polymerisation unter atmosphärischem Überdruck abließ.

Welches sind die Gedanken, die dieser Methode zugrunde liegen? Jede Flüssigkeit enthält physikalisch gelöste Luft in Form kleinster Bläschen. In diese hinein dringt der Dampf der sie tragenden Flüssigkeit solange, bis ein bestimmter Sättigungsgrad erreicht ist. Dieser flüssigkeitsspezifische Sättigungsgrad ist temperaturabhängig; d. h. bei steigender Temperatur wird mehr Flüssigkeitsdampf in die Bläschen eindringen und diese erweitern unter der Voraussetzung, dass der Druck auf der Flüssigkeit gleichbleibt. Diese physikalische Grundregel bedeutet - auf unseren Kunststoff übertragen -, dass die mit dem monomeren Flüssigkeitsanteil in den "Teig" gebrachten Blasen durch die steigende Polymerisationstemperatur aufgetrieben werden und somit dem Auge sichtbar erscheinen. Durch Erhöhung des Aussendruckes kann man diesen Vorgang unterdrücken. E. Kraft (12) hebt nach theoretischen Überlegungen und experimentellen Versuchen die Brauchbarkeit der Methode hervor. Seinen Angaben nach kommt eine 5 1/2fache Steigerung der Dauerbiegeversuche nach Verarbeitung unter atmosphärischem Überdruck zustande.

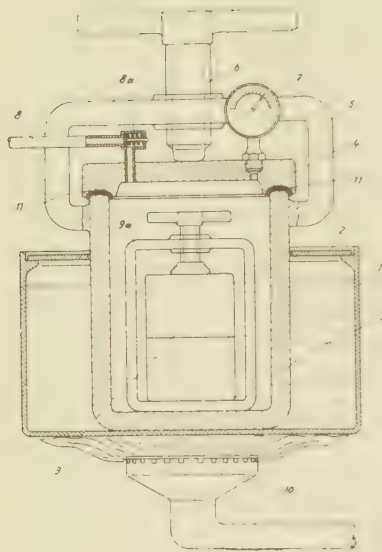
Als Nachteil wird von ihm festgehalten, dass bei diesen "fehlerfreien Fremdkörpern" eine deutliche Massenschrumpfung feststellbar ist. (Ein Umstand, der sich auch bei meinen Versuchen deutlich herauschält - siehe praktische Versuche - und auf den ich in meiner Abschlussbesprechung nochmals zurückkomme). Diese Schrumpfung wird von Kraft als unbedeutend bezeichnet, da sie mit ihren 5 - 8 % in der zu tolerierenden Fehlergrenze der Abdruckgenauigkeit liege.

Der Druckpolymerisationskessel nach H. Roos (21), im folgenden mit "Drupo" benannt.

Der von mir benutzte Drupo ist folgendermassen gebaut:

Aussen befindet sich ein normaler Kessel, der von unten geheizt werden kann, dieser äussere Kessel ist mit einem losen Deckel abdeckbar, zur Vermeidung übermässigen Dampfabzuges. Im Inneren dieses Kessels befindet sich ein zweiter, starkwandiger, druckfester Kessel mit entsprechend abdichtendem Deckel. Dieser Druckkessel enthält einen Druckmanometer sowie ein Einlaufrohr mit Rückschlagventil für die Pressluft (siehe Abbildung 1).

Die Küvette wird in den Druckkessel gestellt und dieser soweit mit Wasser gefüllt, dass sie gerade bedeckt ist. Danach wird der Deckel fest verschlossen und mit Hilfe einer Luftpumpe durch das Einlaufrohr ein Überdruck von 4 Atmosphären im Inneren des Kessels hergestellt. Danach wird der äussere Kessel mit Wasser gefüllt und beheizt. Polymerisiert wird ohne Vorwärmzeit 30 Minuten.



- 1) Äusserer Wasserkessel
- 2) Loser Deckel
- 3) Druckbehälter
- 4) fester Deckel
- 5) Spannbügel
- 6) Druckschraube
- 7) Druckmanometer
- 8) Einlaufrohr mit Rückschlagventil
8a
- 9) Küvette mit Bügel 9a
- 10) Gasflamme
- 11) Randsdichtung des Druckbehälters

Die Abbildung entstammt der Patentschrift 852 117 Kl. 30 b
Gr. 16 o1 vom 13.10.1952 von
H. Roos, Düsseldorf-Oberkassel

ABBILDUNG 1

Druckpolymerisationskessel nach H. Roos

Die Patentschrift des Erfinders dieses Überdruckpolymerisationskessels H. Roos (21) besagt, dass durch den Überdruck von 4 Atmosphären im Druckkessel der Siedepunkt des Methacrylsäuremethylesters stark erhöht werde. Die Polymerisationstemperatur betrage 100°C , sie könne niemals höher sein.

Da die Siedetemperatur des Kunststoffteiges weit über der Polymerisationstemperatur liege, werde jede gewaltsame Expansion des Kunststoffteiges und auch jede Lunkerbildung unterbunden.

Um ein möglichst materialunabhängiges Bild zu bekommen, wurden die Versuche mit einer Reihe der bekanntesten Dental - Kunststoffe durchgeführt, die hier in der in den Versuchen stets wiederkehrenden Reihenfolge, der Übersicht halber aufgeführt seien.

- 1) Kalegon, ein Acrylat der Fa. Dr. Walter und Schmitt
- 2) Optodont, ein Acrylat der Fa. Bayer
- 3) Paladon spez., ein Acrylat der Fa. Kulzer und Co.
- 4) Prothoplast, Vertrieb der Fa. Engl und Co.
- 5) Skeletta propal, ein Acrylat der Fa. Propal S. A. Genève
- 6) Piacryl, ein Acrylat des VEB Stickstoffwerk Piesteritz

- 7) Stellon, ein Acrylat der De Trey Ges. Wiesbaden
 8) SR 3/60, ein raumgittervernetzter Kunststoff der Fa. Ivoclar Schaan, Liechtenstein.

Die Verarbeitungsvorschriften wurden bei allen Kunststoffen der normalen Versuchsreihe (also ohne Überdruck) entsprechend den Angaben der Hersteller genau eingehalten und sind aus nachstehender Tabelle zu ersehen.

Im Drupo hingegen wurden gemäss den Angaben von H. Roos alle Kunststoffe, die Vorwärmzeit nicht mitgerechnet, 30 Minuten polymerisiert.

Nr.	Fabrikat	Anrührtechnik	Isolierung	Pressen	Polymerisation
1.	Kalegon	Pulver in d. Flüssigkeit einstreuen unter leichtem rütteln. Warten bis Material stopffähig	Stellon	mehrmaliges langsames Pressen	Küvetten in kaltes Wasser stellen, anheizen und langsam auf 70° gehen. Kochvorgang 30 Min. Küvette langsam abkühlen
2.	Optodont	Wie unter 1. im Verhältnis 3 : 1	Stellon	langsam stufenweis. Pressen 15 Min. anschliessend Küvette 10 Min. unter der Presse belassen	Küvette in kaltes Wasser stellen, innerhalb 30 Min. auf 70° anheizen, während 30 Min. auf 70° belassen, anschliessend 30 Min. bei 100° und langsames abkühlen im gleichen Wasserbade oder bei Zimmertemperatur ausserhalb des Wassers
3.	Paladon spezial	Verhältnis 3 : 1 mittels Dosierer	Stellon	Langsames Pressen 10 Min. Probepress. nicht notwendig	wie unter 2.
4.	Prothoplast	wie unter 1.	Stellon	Langsam und in Abständen pressen	Küvette in kaltes Wasser stellen innerhalb 30 Min. auf 100°, 30 Min. kochen lassen und langsam abkühlen

Nr.	Fabrikat	Anrührtechnik	Isolierung	Pressen	Polymerisation
5.	Skeletta Propal	Nach Propal-Verfahren Pulver auf Folie schütten Flüssigkeit auf-tropfen. Beutel mehrmals in Wasser 40° tau-chen, dann kne-ten	Propal separat. fluid	Langsam pressen. Probepr. mit Folie	Nassverfahren(von mir angewandt) Küvette in kaltes Wasser stellen, in-nerhalb 90 Min. auf 70° dann 20 Min. kochen und langsam ab-kühlen. Air-Poly-merverfahren (von mir nicht ange-wandt). Im Air-Polymer Ofen. Bei 45° wird die Kü-vette eingeführt 1 1/2 Stunden im Ofen belassen bei 135°, danach Ab-kühlung an der Luft
6.	Piacryl	Pulver-Flüssigkeit 1 gr - 0,7 gr Ab-messung mittels Dosierer. Nach 3 - 4 Min. stopf-fertig	Stellon	Vor- und Nachpress. 30 Min. un-ter d. Pr.	Küvette in kaltes Wasser stellen, in-nerhalb 30 Min. auf 100° gehen. Bei 100° 60 Min. lang polymerisie-ren und langsam abkühlen
7.	Stellon	Pulver in die Flüssigkeit schüt-ten bis Sättigung erreicht	Stellon	Probe und endgültig. Pressen Kü-vette 15 Min. unt. Presse	Küvette in kaltes Wasser stellen, in-nerhalb 30 Min. auf 100° gehen. Bei 100° 30 Min. kochen und lang-sam abkühlen
8.	SR 3/60	Pulver-Flüssigkeit 3 : 1, Pulver in die Flüssigkeit ein-schütten. Nach 3 Min. fertig	Stellon	keine Probe-pressung lang-sam pressen	Küvette in Wasser von 70° stellen und während einer Stunde beibehal-ten, danach 30 Min. bei 100° polymer. Langsam abkühlen im Wasserbad

In den vier Versuchsreihen sollten von mir folgende Fragen geklärt werden:

- A) Erfolgt eine Verbesserung unseres zahnärztlichen Prothesenwerkstoffes, wenn die Polymerisation unter atmosphärischem Überdruck durchgeführt wird, in Bezug auf
1. Härtesteigerung
 2. Wasseraufnahme
 3. Materialschwund
 4. Passgenauigkeit und ist
- B) diese Materialverbesserung so gross, dass man sie als einen echten Fortschritt bezeichnen kann?

Der erste Versuch hat den Zweck, festzustellen, ob der im Drupo verarbeitete Kunststoff härter ist als der im normalen Arbeitsgang polymerisierte. Zu diesem Zwecke wurden kreisrunde Testkörper mit einem Durchmesser von 18 mm und einer Stärke von 5 mm in einer Messingform (jeweils 5 Stück in einem Arbeitsgang) hergestellt (siehe Abbildung 2).

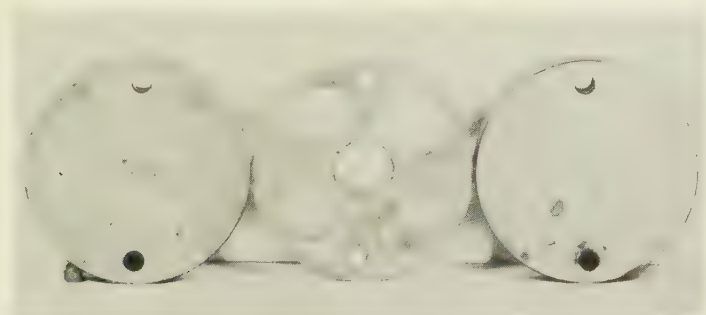


ABBILDUNG 2 Messingform zur Herstellung der Prüfkörper

Der Arbeitsverlauf war so, dass je eine Versuchsreihe im normalen Wasserbade gemäss den entsprechenden Firmenangaben und daneben eine im Drupo polymerisiert wurde.

Dabei entstanden jeweils 5 gleichgrosse und gleichwertige Prüfkörper, diese Zahl wurde gewählt, um bei den späteren Messungen einen Durchschnittswert angeben zu können.

Da durch den Elastizitätsfaktor des Kunststoffes eine materialgerechte Härteprüfung sehr problematisch ist, wurde ein Prüfgerät gewählt, das den Elastizitätsmodul ausschaltet. Gemessen wurde von mir aus diesem Grunde mit dem Höppler Konsistometer, ein Prüfgerät, bei dem eine konische Hartmetallspitze bei einem Druck von 12 kg 30 Sec. lang auf die Mitte des Testkörpers einwirkte.

Die erhaltenen Messwerte sind in der folgenden Tabelle aufgeführt.

	ohne Drupo	mit Drupo
1. Kalegon	22.35	22.57
	22.30	22.50
	22.37	22.55
	22.34	22.57
	<u>22.37</u>	<u>22.63</u>
	22.25	22.56
2. Optodont	22.55	22.71
	22.50	22.74
	22.53	22.71
	22.54	22.51
	<u>22.49</u>	<u>22.47</u>
	22.52	22.63
3. Paladon spez.	22.25	22.28
	22.24	22.27
	22.20	22.26
	22.21	22.26
	<u>22.21</u>	<u>22.20</u>
	22.22	22.25
4. Prothoplast	22.47	22.67
	22.48	22.66
	22.46	22.61
	22.52	22.64
	<u>22.46</u>	<u>22.63</u>
	22.48	22.64
5. Skeletta Propal	22.37	22.45
	22.40	22.39
	22.36	22.46
	22.39	22.39
	<u>22.38</u>	<u>22.48</u>
	22.38	22.43
6. Piacryl	22.71	23.05
	22.77	23.05
	22.61	22.98
	22.64	22.97
	<u>22.78</u>	<u>23.10</u>
	22.70	23.03

	ohne Drupo	mit Drupo
7. Stellan	22.20	22.49
	22.47	22.61
	22.25	22.59
	22.20	22.62
	<u>22.58</u>	<u>22.57</u>
	22.34	22.58
8. SR 3/60	22.54	22.53
	22.16	22.48
	22.15	22.59
	22.14	22.50
	<u>22.15</u>	<u>22.60</u>
	22.23	22.54

Die Durchschnittswerte sind also:

Fabrikat	normal verarbeitet	im Drupo verarbeitet	Differenz
Kalegon	22.35	22.56	0.21
Optodont	22.52	22.63	0.11
Paladon spezial	22.22	22.25	0.03
Prothoplast	22.48	22.64	0.16
Skeletta Propal	22.38	22.43	0.05
Piacryl	22.70	23.03	0.33
Stellan	22.34	22.58	0.24
SR 3/60	22.23	22.54	0.31

Die grösste Eindringtiefe zeigt Piacryl.

Bei Paladon spezial und Skeletta Propal sind die Differenzen gleich null.

Es fällt auf, dass die Werte der im Drupo verarbeiteten Kunststoffe höher liegen, d.h. die Hartmetallspitze dringt tiefer in den Kunststoff ein. Das Material ist weicher.

Die zweite Versuchsreihe diente der Wasseraufnahme der Kunststoffe unter den beiden verschiedenen Arbeitsbedingungen. Der Arbeitsverlauf bei der Herstellung der Prüfkörper war wieder der gleiche wie unter 1.

Die Prüfkörper mit einem Durchmesser von 18 mm wurden zunächst 14 Tage bei Zimmertemperatur trocken gelagert. Dann wurde ihr Gewicht auf der analytischen Waage festgehalten und anschliessend wurden sie in ein Glasgefäss mit Leitungswasser von 37°C gebracht.

Die zweite Wägung der gezeichneten Testkörper erfolgte 7 Tage später und die dritte weitere 7 Tage danach.

Das Ergebnis dieser Versuche ist in der folgenden Tabelle zusammengefasst:

Material normal verarbeitet	Material im Drupo verarbeitet	Gewicht vor der Wässerung	Gewicht nach 7 Tagen Wässerung	Gewichts- zunahme	Gewicht nach 14 Tagen Wässerung	weitere Gewichts- zunahme	Gesamt- Gewichts- zunahme
Kalegon	Kalegon	1,4539 1,3980	1,4563 1,3996	0,0024 0,0016	1,4591 1,4027	0,0028 0,0031	0,0052 0,0047
Optodont	Optodont	1,4088 1,4011	1,4109 1,4028	0,0021 0,0017	1,4138 1,4060	0,0029 0,0032	0,0050 0,0049
Paladon sp.	Paladon sp.	1,4286 1,4355	1,4299 1,4376	0,0013 0,0021	1,4329 1,4407	0,0030 0,0031	0,0043 0,0052
Prothopl.	Prothopl.	1,4203 1,3970	1,4223 1,3994	0,0020 0,0024	1,4259 1,4028	0,0036 0,0034	0,0056 0,0058
Skel. Propal	Skel. Propal	1,4580 1,4186	1,4596 1,4202	0,0016 0,0016	1,4624 1,4232	0,0028 0,0030	0,0044 0,0046
Piacryl	Piacryl	1,2442 1,2550	1,2464 1,2568	0,0022 0,0018	1,2492 1,2599	0,0028 0,0031	0,0050 0,0049
Stellon	Stellon	1,4536 1,4010	1,4554 1,4026	0,0018 0,0016	1,4581 1,4054	0,0027 0,0028	0,0045 0,0044
SR 3/60	SR 3/60	1,4438 1,3818	1,4454 1,3839	0,0016 0,0021	1,4484 1,3866	0,0030 0,0027	0,0046 0,0048

Aus diesem Versuch geht hervor:

1. Das Gewicht der Versuchskörper im normalen Arbeitsgang hergestellt, liegt mit Ausnahme von Paladon spezial und Piacryl nach 14 tägiger Austrocknung höher als das der im Drupo gearbeiteten.
2. Die Gewichtszunahme nach den ersten 7 Tagen ist bei beiden Versuchsgruppen geringer als nach den zweiten 7 Tagen.
3. Die Gewichtszunahme d.h. die Wasseraufnahme ist bei beiden Arbeitsverfahren gleich gross.

Die Frage des Materialschwundes während der Verarbeitung bzw. die Abhängigkeit des Schwundes von der angewandten Technik wird in der Literatur sehr häufig diskutiert. Inwieweit die Verarbeitung des Kunststoffes mit Hilfe des Drupo eine Veränderung bewirkt, sollen folgende Versuchsergebnisse klären.

Mein Arbeitsverfahren war folgendes:

In einer Stahlform mit einem Hohlraum von $4 \times 6 \times 1$ cm (siehe Abbildung 3),



ABBILDUNG 3 Stahlform zur Herstellung der Prüfkörper

wurden die oben angeführten klaren Kunststoffe verarbeitet. Ich habe als Formkörper eine Stahlform gewählt und bin mir klar darüber, dass der Metallkörper mit seiner grösseren thermischen Leitfähigkeit anders auf den zu verarbeitenden Kunststoff einwirken muss, als dies bei der Verwendung des Gipses als Werkstoff der Fall ist (die rel. starke Blasenbildung dürfte in diesem Zusammenhange stehen).

Auch die hochglanzpolierten Randflächen werden einen anderen Einfluss haben, als dies der rel. raue Gipsmantel hat. Aus diesem Grunde weichen meine Versuchsergebnisse von denen anderer Autoren stärker ab. Ich habe trotzdem Metallformen und klaren Kunststoff gewählt, weil ich nur in einer gleichbleibenden Form stets gleichbleibende Prüfkörper erhalten kann, weil ich unbedingt ein nachträgliches Bearbeiten vermeiden wollte und weil es mir nur auf den Vergleich zweier Arbeitsmethoden ankam, die dann allerdings beide unter gleichen Bedingungen - also beide Testgruppen mit Stahlformen - durchgeführt wurden.

Die Polymerisationszeiten entsprachen den erwähnten Firmenangaben.

Es wurden je ein Kunststoffblock im Wasserbade unter normalen Arbeitsbedingungen sowie ein zweiter Block im Drupo hergestellt. Durch die Polymerisation in der Stahlform erübrigte sich die Isolierung sowie ein nachträgliches Bearbeiten und Polieren. Die Blöcke wurden - wie sie die Form verliessen - nebeneinander photographiert. Jeweils der linke zeigt den normal verarbeiteten während der rechte im Drupo hergestellt wurde. Anschliessend daran wurden die Blöcke 1 unter ständiger Kühlung in der Mitte zersägt 2, die Oberflächen sorgfältig geschliffen und vergrössert photographiert 3 (siehe Abbildung 4).

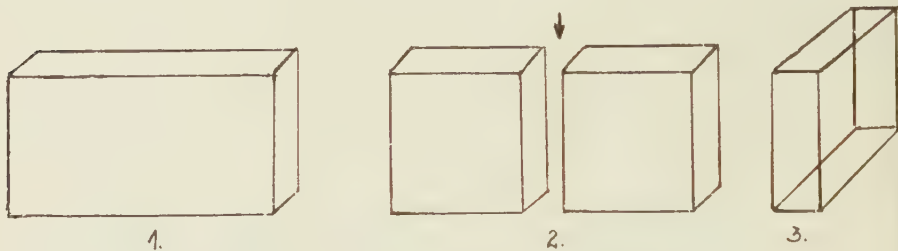


ABBILDUNG 4 Teilung des Prüfkörpers

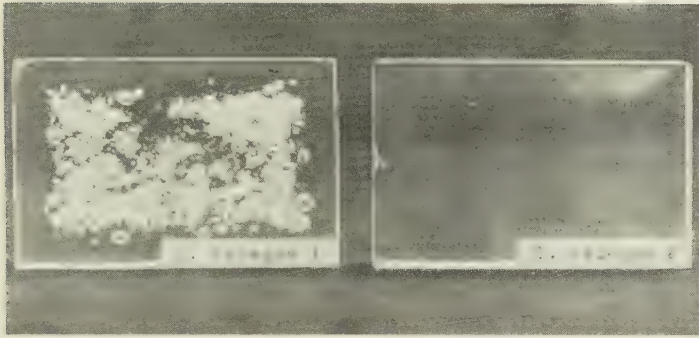
Das Ergebnis dieser Versuche war folgendes:

1. Alle normal polymerisierten Kunststoffe zeigten eine starke Blasenbildung.
2. Die Lunker lagen bei allen Versuchen in der Mitte des 1 cm dicken Blockes.
3. Kalegon (1), Paladon spez. (3), Prothoplast (4), Skeletta Propal (5) und SR 3/60 (8) zeigten wolkenähnliche Lunkeranhäufungen, während bei Optodont (2), Piacryl (6) und Stellan (7) weniger, aber dafür grössere Lunker sichtbar sind.

Bei dem Kunststoff Piacryl stand mir leider nur eine geringe Menge klaren Materials zur Verfügung, sodass ich gezwungen war, an dessen Stelle rosa Pulver zu verarbeiten, daher das etwas abweichende Bild.

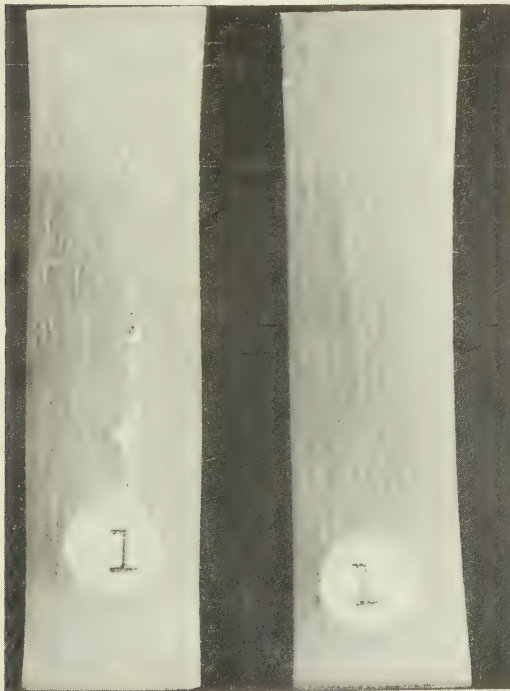
4. Die im Drupo hergestellten Blöcke zeigen keine Lunker.
5. Die Querschnittsbilder zeigen:
 - a. die Lage der Lunker in der Mitte der Blöcke
 - b. die rel. starke Veränderung der Blöcke in der Längsrichtung,
 - c. die normal hergestellten Kunststoffblöcke zeigen eine geringere Veränderung der Form als die im Drupo gearbeiteten. Diese sind in der Längsachse jeweils eingezogen und zwar Kalegon (1), Optodont (2), Paladon spez. (3), Piacryl (6), Stellan (7) und SR 3/60 (8) stärker als Prothoplast (4) und Skeletta Propal (5).

KALEGON



1

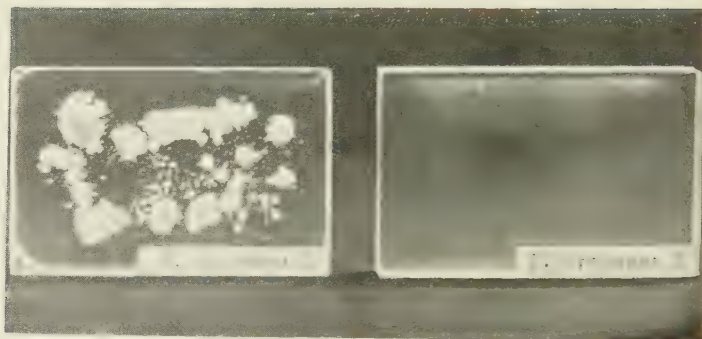
$\frac{3}{4}$ des Originals



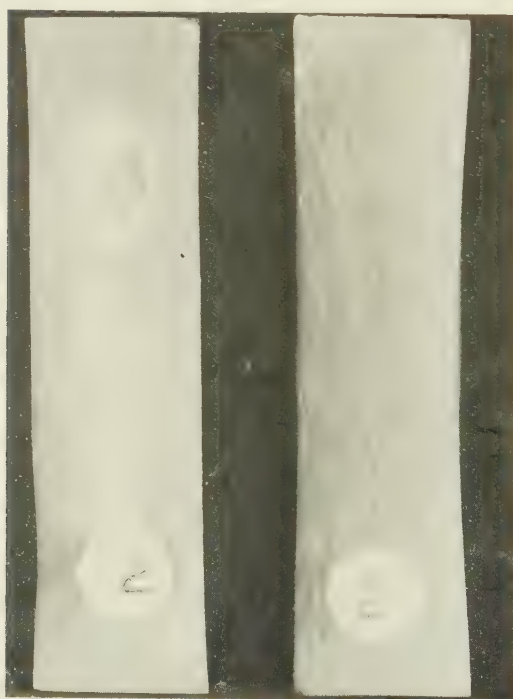
3

$2\frac{1}{2}$ fache Vergrößerung

OPTODONT

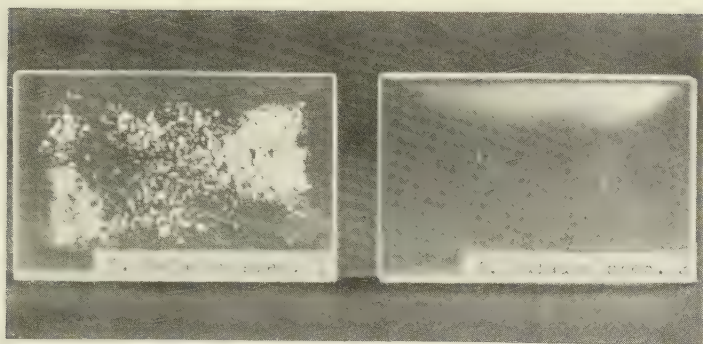


1

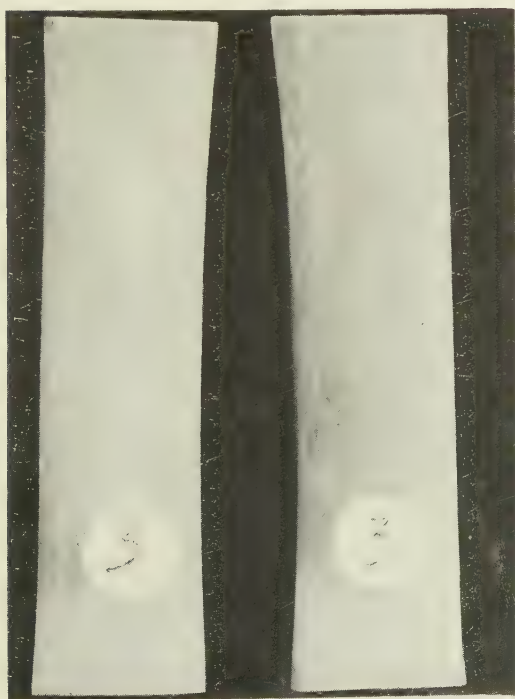


3

PALADON SPEZIAL

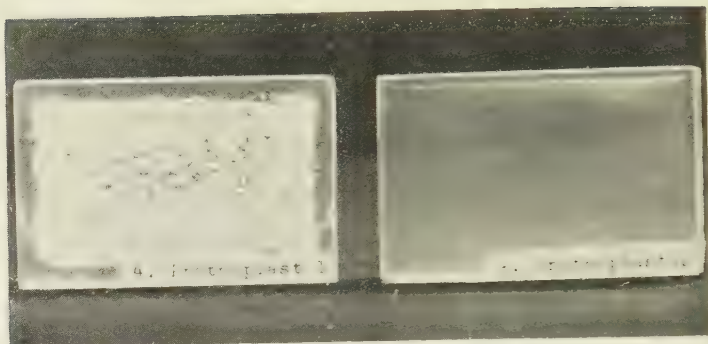


1

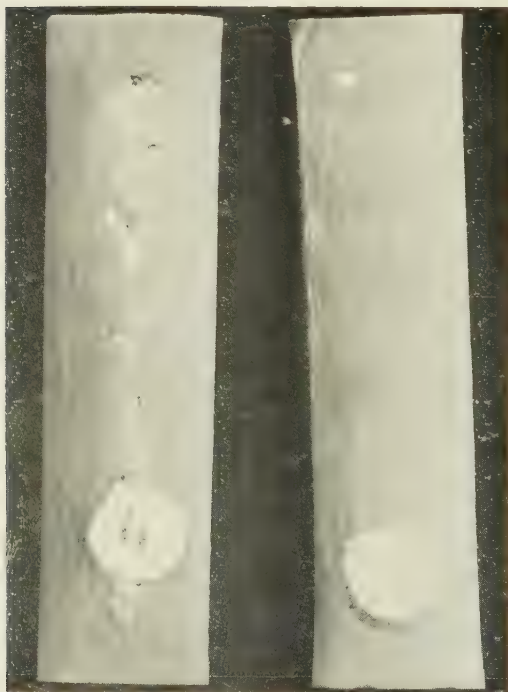


3

PROTHOPLAST

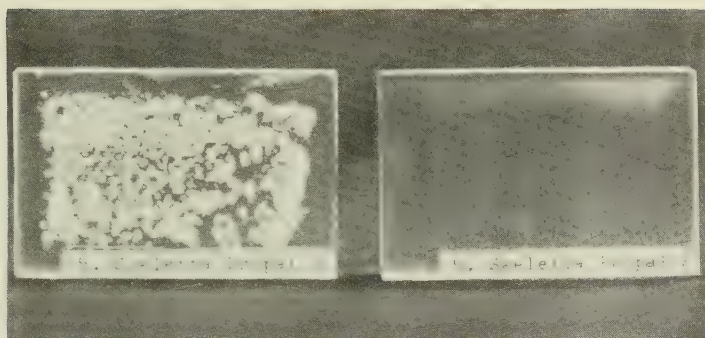


1

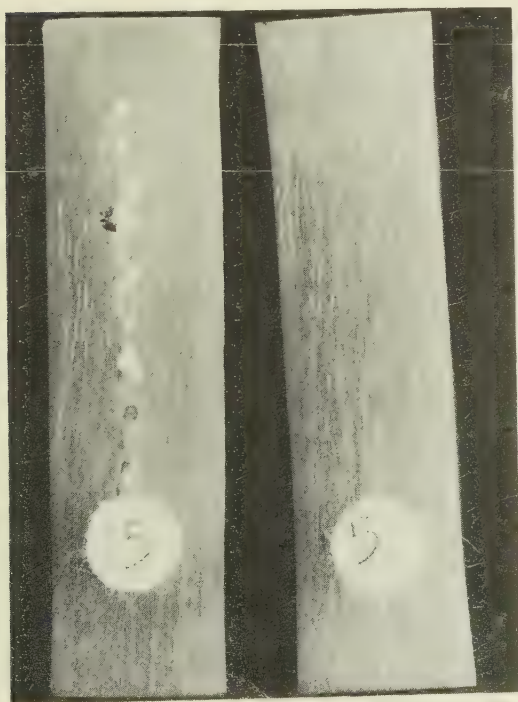


3

SKELETTA PROPAL

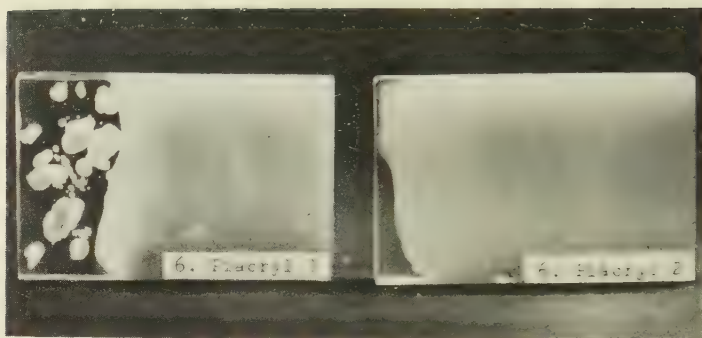


1

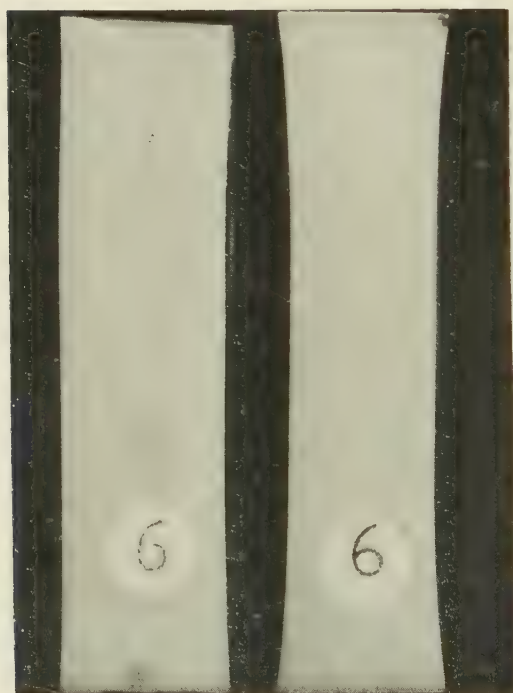


3

PIACRYL

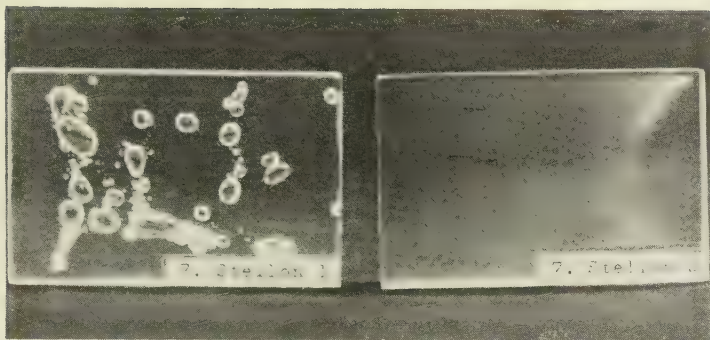


1

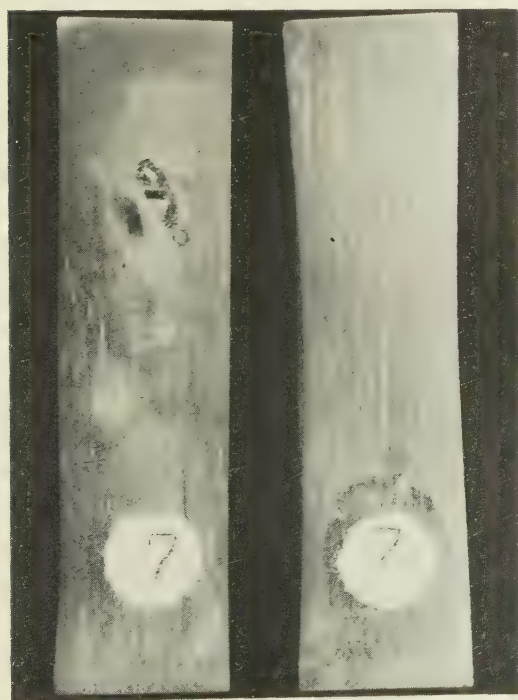


3

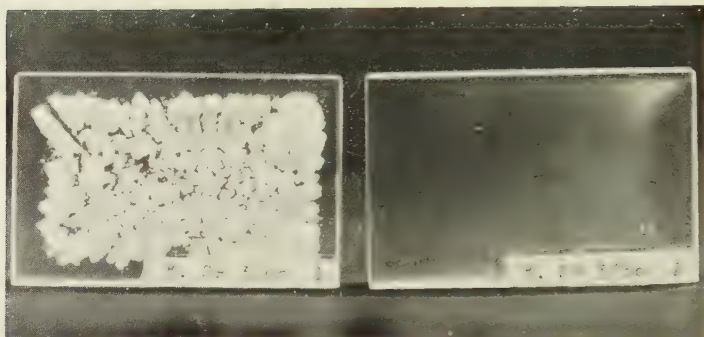
STELLON



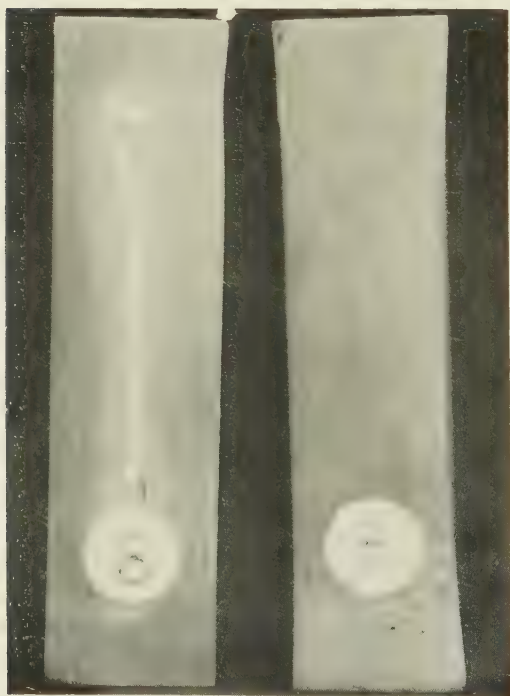
1



3



1



3

Die vierte Frage, die der Passgenauigkeit auspolymerisierter Formkörper, ist zum Teil schon in der dritten Versuchsreihe erfasst. Die flachen Platten zeigen ja ganz deutlich eine erhebliche Massenschrumpfung. Wie sich diese Schrumpfung bei einer Prothese auswirken wird, sollte hier am Modell geprüft werden. Da eine Prothese einen Körper mit drei Dimensionen darstellt, wurde von mir als Prüfling eine Halbkugel gewählt.

Der Arbeitsgang verlief wie folgt:

Von einer verchromten und hochglanzpolierten Stahlform (siehe Abbildung 5)

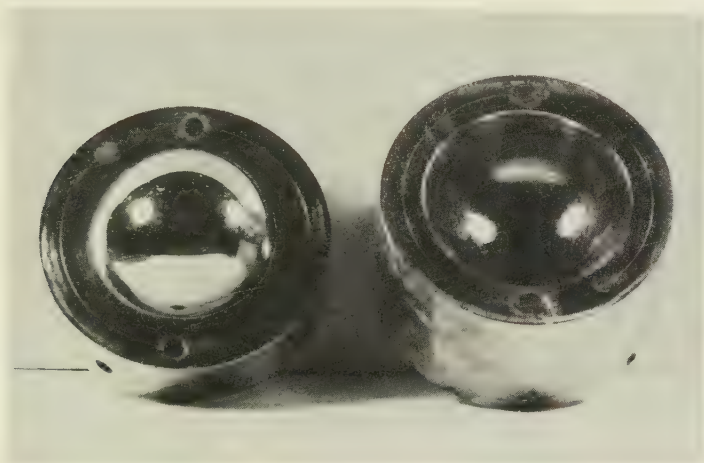


ABBILDUNG 5 Stahlform zur Herstellung der Prüfkörper

deren beide Teile zusammengesetzt einen Hohlraum mit einer lichten Weite von 40 mm bei einer Stärke von 3 mm entstehen lassen, wurde mittels Doubliermasse (Viro Double) eine Gipsform aus Hartgips (Moldano, Bayer) hergestellt. Das direkte aufpolymerisieren auf den Prüfkörper stiess auf technische Schwierigkeiten. So konnte z. B. der Prüfkörper nach der Polymerisation nicht ohne Beschädigung aus der Form genommen werden. Die so gewonnene Gipsform wurde normal eingebettet, gestopft und gemäss den einleitend beschriebenen Arbeitsverfahren normal und im Drupo polymerisiert.

Nach dem Ausbetten wurde nun sorgfältig der geringe Überschuss entfernt und ohne Politur, der Prüfling auf die Stahlform - das anfängliche, unveränderte Modell, aufgesetzt.

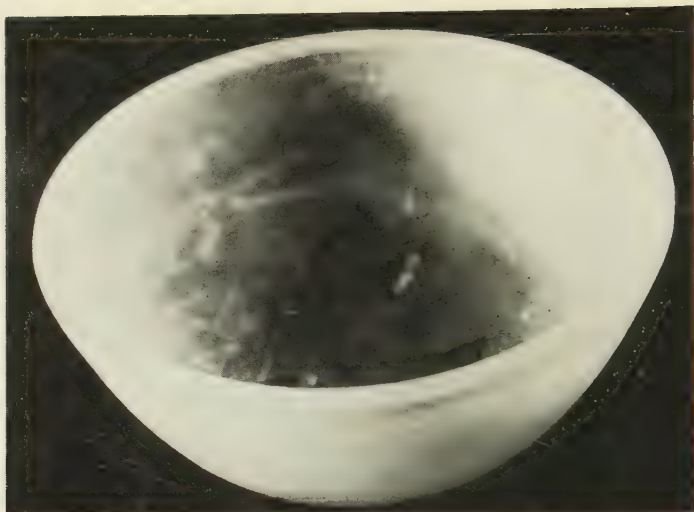


ABBILDUNG 6 Fertiger Prüfkörper von innen

Das Ergebnis entspricht der Erfahrung aus der vorherigen Versuchsreihe und ist hier in der folgenden Übersicht zusammengestellt:

	normal verarbeitet	im Drupo verarbeitet
1. Kalegon	schlechter Sitz, ca. 3 mm Schrumpfung	mässiger Sitz, ca 1 mm Schrumpfung
2. Optodont	guter Sitz	mässiger Sitz, ca. 1 mm Schrumpfung
3. Paladon spez.	sehr guter Sitz	mässiger Sitz, ca. 1 mm Schrumpfung
4. Prothoplast	noch guter Sitz	schlechter Sitz, ca. 3 mm Schrumpfung
5. Skel, Propal	noch guter Sitz	sehr schlechter Sitz, ca. 4 mm Schrumpfung
6. Piacryl	mässiger Sitz, ca. 1 mm Schrumpfung	schlechter Sitz, ca. 3 mm Schrumpfung
7. Stellan	mässiger Sitz, ca. 1 mm Schrumpfung	mässiger Sitz, ca. 2 mm Schrumpfung
8. SR 3/60	mässiger Sitz, ca. 2 mm Schrumpfung	schlechter Sitz, ca. 3 mm Schrumpfung

Die normal hergestellten Prüfkörper zeigen durchweg eine annehmbare Passgenauigkeit, während alle im Drupo hergestellten Formen ausgesprochen schlecht sitzen. Sie sind zu eng und rutschen auf der Form hoch.

C) ZUSAMMENFASSUNG

Im allgemeinen Teil wurde dargelegt, weshalb man trotz bekannter Mängel am bisherigen Prothesenmaterial - am Methacrylsäuremethylester - festgehalten hat. Es wurde ein Überblick über Arbeitsverfahren gegeben, die alle das Bestreben haben, die Fehler und Mängel dieses Werkstoffes zu beheben oder auszugleichen.

Eine vollkommen neue Methode in der zahnärztlichen Prothetik stellte das Polymerisieren unter atmosphärischem Überdruck dar. Von H. Roos wurde zu diesem Zwecke ein Druckpolymerisationskessel geschaffen (Drupo), bei dem die Polymerisation bei 100 °C und 4 - 6 Atmosphären Überdruck abläuft.

Mit Hilfe dieses Drupos wurden an acht verschiedenen Kunststoff-Fabrikaten vergleichende Untersuchungen durchgeführt, die klären sollten, ob und inwieweit eine tatsächliche Wertsteigerung eintritt.

Die erste Versuchsreihe befasste sich mit der Härtesteigerung, hierbei zeigt sich eindeutig, dass das im Drupo polymerisierte Material weicher ist als das normal verarbeitete. Der Kunststoff ist elastischer. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Ergebnissen von E. Kraft (12), der feststellte, dass nach der Polymerisation unter atmosphärischem Überdruck eine 5 1/2fache Steigerung der Dauerbiegeversuche zustande kommt.

In der zweiten Versuchsreihe wurde die Wasseraufnahme - Quellung - des Kunststoffes geprüft.

Es konnte kein nennenswerter Unterschied gegenüber den normal verarbeiteten Prüflingen festgestellt werden; d.h., auf die Quellfreudigkeit des Kunststoffes hat auch dieses Arbeitsverfahren keinen Einfluss.

In der dritten Versuchsreihe sollte der Materialschwund geprüft werden.

Auch hier ist das Ergebnis eindeutig: Die im Drupo gearbeiteten Prüflinge stellen bezüglich der Dichte einen fehlerfreien Block dar. Das Material ist klar zu übersehen, lunker- und porenfrei und steht somit im krassen Gegensatz zum normal verarbeiteten Kunststoff mit seinen wolkenähnlichen Blasen und Auftreibungen. Zugleich aber stellt sich ein Nachteil bei den Drupoprüflingen heraus. Es ist dies eine relativ starke Massenschrumpfung. E. Kraft (12) bezeichnet die Grösse dieser Schrumpfung als unbedeutend. Wenn ich hier zu einem anderen Ergebnis gekommen bin so dürfte die Erklärung darin zu suchen sein, dass meine Prüfkörper in Stahlformen polymerisiert wurden (hochglanzpolierte Flächen, grosse Wärmeleitfähigkeit).

Die Grösse des Schrumpfmasses ist abhängig von der Dicke des Materials. Sie wirkt sich also ungleichmässig über die gesamte Prothese hin aus und wird an den dickeren Funktionsrändern grösser sein als an der rel. dünnen Plattenbasis und allgemein im Unterkiefer grössere Folgen haben als im Oberkiefer.

Abbildung 7 soll einen Eindruck vermitteln von der Grösse der Schrumpfung. Es stellt eine vergrösserte Abbildung des Querschnittes eines Blockes dar mit den Ausmassen von 1 x 4 cm.



ABBILDUNG 7 Vergleich des Schrumpfmasses bei mit Drupo und normal polymerisiertem Kunststoff

Die vierte Versuchsreihe - die das Mass der Massenschrumpfung zeigen sollte führt deutlich die Folgen der vorherigen Versuche vor Augen.

Während die normal hergestellten Prüfkörper einen einigermaßen annehmbaren Sitz auf dem Testmodell zeigten, kann man das von den im Drupo gearbeiteten Formen nicht sagen. Sie sind zu eng. Ihr Sitz ist durchweg schlecht!

Zusammenfassend kann man sagen:

Der unter Überdruck im Drupo polymerisierte Kunststoff ist

1. elastischer,
2. die Quellfreudigkeit ist unverändert,
3. das Material ist poren-, blasen- und lunkerfrei; d.h. es ist dichter und in dieser Beziehung fehlerfrei,
4. es unterliegt einer rel. starken Massenschrumpfung.

D) LITERATURVERZEICHNIS

1. Bauer, W. : Die Polymerisation in der Zahnheilkunde.
Almanach d. Zahnärztl. Welt 1950
2. Busser, H. : Über das Nachpressverfahren mit dem Kompensator.
Öster. Zschr. f. Stoma 1954, H.8, S.424
3. Dreyer, K. : Über den neuen Kunststoff a. Polystyrolbasis Jectron.
DZZ 1954, H.21, S.1240
4. Freitag, H. : Vergütung dentaler Kunststoffe.
DDZ 1957, H.12
5. Gaycken, B. : Zahnersatz als Ursache path. Schleimhautveränderungen.
das dental labor 1954, H.2, S.31
6. Hartlmaier, K. M. : Die Brauchbarkeit der Kunststoffe als Prothesenmaterial.
das dental labor 1954, H.2, S.27
7. Hennicke, A. und D.G.R.Findeisen:
Allergische Erscheinungen d. zahnärztliches Prothesen-
material.
DZZ 1958, H.11, S.653
8. Jahnke, G. : Die Abhängigkeit der Protheseneigenschaften von der
Laborverarbeitung.
DZZ 1953, H.21, S.1437
9. Janke, G. : Über ein einfaches bewährtes System zur materialgerech-
ten Herstellung formgenauer und formstabiler Zahnpro-
thesen.
das dental labor 1953, H.1, S.13
10. Janke, G. : Das Einpressverfahren mit dem Impressgerät nach
Dr. Janke.
das dental labor 1953, H.2, S.11
11. Janke, G. : Das Gew. -, Vol. - und Dichteverhältn. unvernetzter
Kunststoffe b. Austrocknung und Wasseraufnahme in Ab-
hängigk. von der Verarbeitung.
DZZ 1957, H.12, S.1464
12. Kraft, E. : Über die Paladonpolymerisation unter atmosphärischem
Überdruck.
Schreiben d. Zahnärztl. Inst. d. Univ. Kiel vom
16.2.1954

13. Krause, W. : Das Kunststoffproblem.
ZW 1954, H. 12, S. 335
14. Limley, E. : Über den Pressdruck.
Zahntechnik 1950, Ausg. B, H. 19, S. 217
15. Ratzow, F. : Eine kombinierte Methode zur Formung v. Kunststoffen.
DZZ 1953, H. 8, S. 433
16. Rehak, R. : Experimentelle Studien zur Verbesserung der Qualität
der Methacrylatenprodukte.
DZZ 1958, H. 24, S. 1430
17. Rehberg, H. J. : Über die Verarbeitung durchsichtigen Prothesenmaterials.
ZR 1953, H. 4, S. 93
18. Rehberg, H. J. : Ergebnisse von Untersuchungen über die Kunststoff-
verarbeitung.
DZZ 1955, H. 10, S. 232
19. Rehberg, H. J. : Polymerisation und Molekulargewicht.
DZZ 1957, H. 21
20. Rink, G. : Die zahnärztlichen Kunststoffe.
ZW 1954, Nr. 22, S. 632
21. Roos, H. : Vorrichtung z. lunkerfreien bzw. porenfreien Polyme-
risieren von Kunststoffen, insbes. für zahntechnische
Zwecke.
Patentschrift 852 117 Kl 30b Gr. 1601 vom 13. 10. 1952
22. Schmitt, H. K. : Verbesserungen in der Laborat. -verarbeitung d. Kunst-
stoffe.
Östr. Zschr. f. Stoma
23. Spreng, M. : Allergie und Zahnmedizin Bd. 2
Joh. Ambros. Barth Verl. Leipzig 1959
24. Uhlig, H. : Über die praktische Bedeutung d. Kunststoff - Füll -
und Nachschub (Press) Geräte.
das dental labor 1953, H. 1, S. 7
25. Uhlig, H. : Über die Blasenbildung bei der Paladonpolymerisation.
DZZ 1951, H. 24, S. 1387

An dieser Stelle sei es gestattet, meinem hochverehrten Lehrer, Herrn Professor Dr. H. van Thiel, Prothetische Abteilung der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Universität München, für die Überlassung des Themas und die freundliche Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit zu danken.

E) LEBENSLAUF

Ich, Andreas Heib, bin am 29. November 1923 in Alt - Werbass/Jugoslavien als Sohn des Bankprokuristen Andreas Heib und dessen Ehefrau Katharina geboren.

Das Gymnasium bis zur Reifeprüfung besuchte ich in Neu - Werbass/Jugoslavien. Danach studierte ich 4 Semester Medizin in Szegedin/Ungarn.

Ich war als Kriegsteilnehmer in jugoslawischer und russischer Gefangenschaft und habe nach meiner Entlassung 1953 in München das Studium der Zahnheilkunde begonnen, welches ich 1956 mit "gut" abschliessen konnte.

